

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-340338
 (43)Date of publication of application : 11.12.2001

(51)Int.CI. A61B 8/00
 G06T 1/00

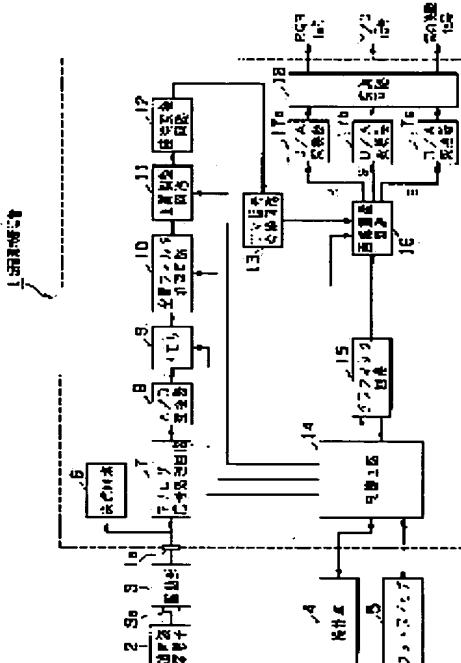
(21)Application number : 2000-167805 (71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD
 (22)Date of filing : 05.06.2000 (72)Inventor : KODAIRA YOSHIHIRO

(54) ULTRASONIC DIAGNOSING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve the picture quality of an ultrasonic image by constituting an ultrasonic diagnosing device in such a manner that a distal point noise is reduced regardless of a scanning method, and an optimal space filter process in response to a distance can be performed so that the resolution for a proximal point may not deteriorate as well.

SOLUTION: This ultrasonic diagnosing device 1 displays an ultrasonic image based on two-dimensional information obtained by scanning an ultrasonic oscillator 2 which transmits/receives an ultrasonic wave on a subject. In this case, a space filter processing circuit 10 is equipped with a space filter which is arranged in a front stage of a coordinate converting circuit 12, and reduces noises for a signal being output from the ultrasonic oscillator 2. A control circuit 14 controls a factor at the time of the space filter processing by the space filter in a manner to change from the vicinity of the oscillator surface of sound ray data in the direction to the distal point. That is, the space filter process is performed for the sound ray data before being converted into coordinates, and also the factor of the filter process is changed in response to the distance of the sound ray data. Thus, an image of which the picture quality is improved can be obtained. Also, the degree of penetration a deep section is increased by improving S/N of the distal point, into the diagnosing efficiency can be increased as well.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 24.06.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコト(参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 D 5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 2 O.L. (全 9 頁)

(21)出願番号 特願2000-167805(P2000-167805)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(22)出願日 平成12年6月5日(2000.6.5)

(72)発明者 小平 佳宏

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

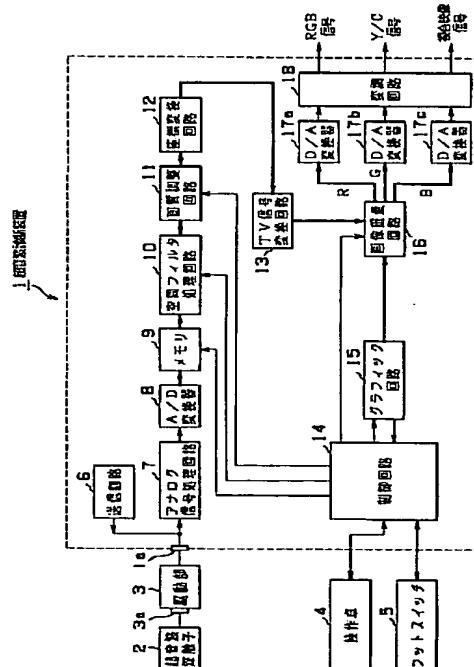
Fターム(参考) 4C301 EE04 EE07 JB29 JB32 JB35
JC07
5B057 AA07 BA05 CA08 CA16 CB08
CB16 CD20 CE02 CH09 CH18

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 走査方法に拘わらず遠点ノイズを低減し且つ近点の分解能も劣化しないように距離に応じた最適な空間フィルタ処理を行うことが可能な構成とすることで、超音波画像の画質を向上させること。

【解決手段】 本発明の超音波診断装置1は、被検体に超音波を送受信する超音波振動子2を走査することにより得られる2次元情報に基づき、超音波画像を表示する超音波診断装置であり、空間フィルタ処理回路10は座標変換回路12の前段に配置され、超音波振動子2より出力される信号に対してノイズ低減をする空間フィルタを備えている。制御回路14は前記空間フィルタによる空間フィルタ処理時の係数を音線データの振動子面近傍から、遠点方向にかけて変化させるように制御する。つまり、本発明では座標変換前の音線データに対し、空間フィルタ処理を行うとともに、音線データの距離に応じてフィルタ処理係数を変化させるものである。これにより、画質を向上させた画像を得ることができ、また、遠点部のS/Nが向上することで深部の深速度も向上し、診断効率を向上させることも可能となる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体に超音波を送受信する超音波振動子を走査することにより得られる2次元情報に基づき、超音波画像を表示する超音波診断装置において、前記超音波振動子より出力される信号に対して処理を行う空間フィルタと、前記空間フィルタに第1のフィルタ特性を与える第1の係数情報と、前記空間フィルタに第2のフィルタ特性を与える第2の係数情報と、前記空間フィルタに前記第1の係数情報と前記第2の係数情報を選択的に出力する係数出力手段と、を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記空間フィルタの後段に前記超音波振動子より出力される信号を画像信号に変換する座標変換手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、空間フィルタ処理手段を有する超音波診断装置に関し、詳しくは超音波振動子の走査方法に拘わらず最適な空間フィルタ処理を可能にして表示する超音波画像の画質を向上させることの可能な超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来技術】超音波診断装置は、超音波内視鏡もしくは超音波探触子を使用し、生体へ超音波を送受波し、得られたエコー信号に対し様々な信号処理及び画像処理を行うことにより、生体の断層像を生成し表示する装置である。

【0003】超音波内視鏡や超音波探触子を使用した走査方法には、先端に单一または複数の振動子を設け、機械的に回転もしくは移動させながら走査を行う機械式走査と、先端に複数の振動子を設け、電気的に切り替えな

$$PN = P0 \times A0 + P1 \times A1 + P2 \times A2 + P3 \times A3 + P4 \times A4 + P5 \\ \times A5 + P6 \times A6 + P7 \times A7 + P8 \times A8 \quad \dots \text{式 (1)}$$

例えば、空間フィルタ処理係数A0～A8を、図8

(a)に示すように割り当てた場合には、9つのデータP0～P8の単純平均値を得ることができ、また8(b)に示すように割り当てた場合には、縦横3×3の各要素で構成された領域内の中心値P4に大きく依存するような重み付け平均を得ることができる。

【0009】このように、空間フィルタ処理係数を図8(a)や図8(b)に示すように領域内を平均化する係数とするようにして空間フィルタ処理を行うことで、ノイズを低減することが可能となり、結果として超音波画像の遠点のS/Nを向上し、画質が向上した超音波診断装置を構成することができる。

【0010】また、ノイズ成分の低減効果を大きくするためには、空間フィルタの領域を大きくし、平均化の効

がら超音波の送受波を行う電気式走査があり、更にそれには、リニア走査、コンベックス走査、ラジアル走査等がある。

【0004】一般的な超音波診断は、前記超音波内視鏡や超音波探触子を管腔内等に挿入し、音響媒体として脱気水を充満、もしくは音響ゼリーを音響放射面に貼付し生体に接触させることで音響的な整合をとり、生体内断層像を得、病変部の質感や深達度等の診断を行っている。

【0005】ところで、超音波診断に用いられる超音波は、生体内減衰のため、遠点(生体内深部)の反射エコーほど強度が小さくなるという特性がある。したがって、超音波診断装置は、深さに応じて反射エコーの利得を上昇させるSTC処理を行い、深部の輝度を高くして画像表示するのが一般的であり、実用化されている。

【0006】しかし、このような処理を行う場合、遠点からの反射エコーは感度が低いため、S/Nが低く、画像表示した際、遠点はノイズの目立つ画像となってしまう。そこで、ノイズ低減の一つの手法として、公知の空間フィルタ処理がよく用いられている。

【0007】図7及び図8は従来の空間フィルタ処理を説明するための説明図で、図7は該空間フィルタ処理に用いられる空間フィルタの一例を示し、図8は図7の空間フィルタにおける空間フィルタ処理係数の一例をそれぞれ示している。従来の空間フィルタ処理は、例えば図7(a)に示すように縦横3×3の各要素に数値を割り当てる空間フィルタが用いられており、図7(a)の縦横3×3の各要素に色付けされた領域データP0～P8に、空間フィルタ処理係数A0～A8を、下記に示す式(1)のように積加算することで、フィルタ処理された値PNを得ることができ、この処理を全データに畳み込み処理することで、画像全域のフィルタ処理を行う手法である。

【0008】

$$PN = P0 \times A0 + P1 \times A1 + P2 \times A2 + P3 \times A3 + P4 \times A4 + P5 \\ \times A5 + P6 \times A6 + P7 \times A7 + P8 \times A8 \quad \dots \text{式 (1)}$$

果を強める係数を採用すれば良い。

【0011】ところで、従来の超音波診断装置における空間フィルタ処理では、空間フィルタ処理係数を、図8(c)に示すように振り当てた場合には、輪郭を強調した画像を得ることができ、空間フィルタの係数を変化させ、また組み合わせることで、様々な画像処理、つまり、超音波画像内の病変部や関心領域のある特徴を強調、もしくは鈍化させ、画質を向上させて診断を容易に行うことができるという効果も備えている。従来技術において、この種の超音波診断装置としては、例えば特開平8-308831号公報に記載の超音波診断装置があり、この提案では、備えられた画像データ出力回路によって画像メモリから読み出された2次元画像データを空間フィルタ61に取り込み、該空間フィルタによって2

次元画像のまま、スペックルノイズ除去のフィルタリングを施すことにより、スペックルノイズの影響が著しく低減された画像データを生成するようになっていた。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前記特開平8-308831号公報に記載の超音波診断装置等の空間処理フィルタを備えた従来の超音波診断装置では、上記の如く二次元画像になったデータに対し空間フィルタ処理を行っており、遠点のノイズ低減効果を大きくするために平均化効果を強めた空間フィルタ処理を行った場合、空間フィルタ処理が画像全域に一律にかかってしまうことになるため、結果として近点の分解能が低下し、近点画質が劣化してしまう。また、近点の画質の低下を回避するために、空間フィルタ処理の平均化効果を低くしようとすると、遠点のノイズ低減効果が低くなってしまうという問題があった。

【0013】また、リニア走査やコンベックス走査の超音波診断装置では、探触子面が必ず上方もしくは下方に表示されるため、上方もしくは下方を探触子面の近点と判断し、空間フィルタ処理係数の平均化効果の低い係数を使用し、その逆方向を遠点と判断し、係数の平均化効果の強い係数を使用することも考えられる。しかし、スクロール操作した場合は、適した画像領域に最適なフィルタがかからない場合があり、結果として最適な画質を得ることができない。

【0014】また、ラジアル走査の場合は、探触子が画像の中心に位置するように表示することが多く、またスクロール機能により任意の位置の画像が描出可能であることから、探触子部分が必ず上方や下方に位置するとは限らないため、距離に応じた最適な空間フィルタ処理を行うことができないといった問題点もあった。

【0015】そこで、本発明は上記問題点に鑑みてなされたもので、走査方法に拘わらず遠点ノイズを低減し且つ近点の分解能も劣化しないように距離に応じた最適な空間フィルタ処理を行うことが可能な構成とすることで、超音波画像の画質を向上させることのできる超音波診断装置の提供を目的とする。

【0016】また、本発明は、操作者の好みに応じ、また病変部の部位に応じて、空間フィルタ処理の実行の有無や、より適した空間フィルタ処理を行うことが可能な構成とすることで、最適な画質を得ることが可能であるとともに、さらに空間フィルタ処理回路に画質調整機能も含めることができる超音波診断装置の提供を他の目的とする。

【0017】

【課題を解決するための手段】請求項1の発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を送受信する超音波振動子を走査することにより得られる2次元情報に基づき、超音波画像を表示する超音波診断装置において、前記超音波振動子より出力される信号に対して処理を行う空間フ

ィルタと、前記空間フィルタに第1のフィルタ特性を与える第1の係数情報と、前記空間フィルタに第2のフィルタ特性を与える第2の係数情報と、前記空間フィルタに前記第1の係数情報と前記第2の係数情報を選択的に出力する係数出力手段と、を具備したことを特徴とするものである。

【0018】請求項2の発明の超音波診断装置は、請求項1に記載の超音波診断装置において、前記空間フィルタの後段に前記超音波振動子より出力される信号を画像信号に変換する座標変換手段を備えたことを特徴とするものである。

【0019】請求項1及び請求項2の発明によれば、座標変換前の音線データに空間フィルタ処理を行うため、表示モードや操作者が選択した超音波周波数、そして音線データの距離ごとに最適な空間フィルタ処理係数を設定することができるため、近点から遠点まで最適な空間フィルタ処理を行うことができる。これにより、超音波画像の画質を向上させることができる。

【0020】

【発明の実施の形態】発明の実施の形態について図面を参照して説明する。

第1の実施の形態：図1乃至図6は本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態を示すもので、図1は本実施の形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図、図2は図1の空間フィルタ処理回路の具体的な構成例を示すブロック回路図、図3は図1の制御回路の具体的な構成例を示すブロック図、図4は空間フィルタ処理回路のFIFOメモリに格納されている音線データを示すイメージ図、図5及び図6は該装置の作用を説明するための説明図で、音線データの距離ごとに変化する空間フィルタ処理係数をそれぞれ示している。

（構成）図1に示すように、本実施の形態の超音波診断装置1には、超音波の送受信を行う超音波探触子2を接続コネクタ3aを介して接続し駆動する駆動部3と、術者の入力に応じて超音波診断装置1の機能を切り替える操作卓4と、超音波の送受信の開始（フリーズ解除動作）もしくは停止（フリーズ動作）の切替え、そしてプリンタ出力を指示するためのスイッチを持つフットスイッチ5とが接続される。なお、前記駆動部3は、他の接続コネクタ1aを介して超音波診断装置1に接続されるようになっている。

【0021】また、超音波診断装置1で出力されるRGB信号、Y/C信号、複合映像信号は、それぞれ図示しないモニタやプリンタ、VTR等の映像機器へと入力されるようになっている。

【0022】超音波診断装置1は、図中に示すように超音波の送信パルスを生成する送信回路6と、超音波を生体へ送波し、反射された超音波を受波し、その信号を増幅する増幅器、送受波した超音波の周波数に適して切り替わるBPF（バンドパスフィルタ）、対数圧縮、表示

レンジの切替えに応じて切り替わるL P F (ローパスフィルタ) 等で構成されるアナログ信号処理回路7と、アナログ信号をデジタル信号へと変換するA/D変換器8と、デジタル化された超音波信号を記憶する超音波音線データ格納メモリ9と、本発明の特徴となる空間フィルタ処理を行う空間フィルタ処理回路10と、STC処理や、ゲイン、コントラスト、ガンマカーブ補正等の画質調整を行う画質調整回路11と、超音波走査をTV走査である直交座標へ座標変換するための座標変換回路12と、TV走査に合わせて座標変換されたデータを送付するTV信号変換回路13と、CPUを含み装置全体の制御を行う制御回路14と、画面上に表示する文字やマーク、計測時に表示する図形等のグラフィック関係の制御及び発生を行うグラフィック回路15と、TV走査へと座標変換された超音波画像や、グラフィック回路15にて生成されたグラフィック信号の各々の重畠を行う画像重畠回路16と、デジタル処理された画像信号をアナログ信号へと変換するD/A変換器17と、TVの同期信号とアナログ画像信号を合成し、TV信号へと変調する変調回路18とを含んで構成されている。

【0023】また、図2に図1に示す超音波診断装置1内の空間フィルタ処理回路10の具体的な構成例が示されている。図2に示すように、本発明の特徴となる空間フィルタ処理を行う空間フィルタ処理回路10は、空間フィルタをかけるために、一旦音線データを格納する複数の FIFOメモリ19a, 19b, 19cと、複数のフリップフロップ(図中ではFFと記載)20a~20i, 22a~22cと、複数の積算器21a~21iと、ひとつの加算器23とを含んで構成されている。

【0024】また、図3に図1に示す超音波診断装置1内の制御回路14の具体的な構成例が示されている。図3に示すように、制御回路14は、空間フィルタ係数発生手段を含んで構成されたもので、例えば複数種類のフィルタ係数群が予め格納されたメモリ24と、超音波の音線データの読み出し開始信号を発生する超音波音線データ読み出し開始信号発生回路26と、該読み出し開始信号に応じてメモリ9から超音波音線データを読み出すとともに、空間フィルタ処理回路10に入力される超音波データの入力タイミングに一致するように空間フィルタ係数メモリ28から係数データを読み出し空間フィルタ処理回路10へ出力するメモリ書き込み&読出し制御信号発生回路27と、複数のフィルタ係数用メモリ28a~28iと、装置全体を制御するとともにこれら内部の回路群を制御するCPU25とを含んで構成されている。なお、前記メモリ24に格納されているデータは、装置の電源OFF後も消えないような構成としている。

【0025】(作用) 次に、上記構成における超音波診断装置の作用を以下に説明する。いま、図1に示す超音波診断装置を用いて超音波診断、特に体腔内超音波診断を行うものとすると、この場合、まず超音波探触子2を

体腔内に挿入し、音響媒体(水やゼリー)を介して生体へと接触させる。

【0026】超音波観測装置1内の送信回路6は、制御回路14に基づき超音波駆動パルスを発生し、駆動部3へと伝達する。駆動部3は、制御回路14に基づき超音波探触子2内のフレキシブルシャフトを回転させると共に、超音波探触子2の先端にある超音波振動子へと前記超音波パルスを伝達する。超音波振動子は前記超音波駆動パルスに応じて生体内に超音波を送波すると共に、生体内で反射された超音波エコー信号を受波する。

【0027】受波された超音波エコー信号は、駆動部3を介し超音波診断装置1のアナログ信号処理回路7へと伝達される。伝達された超音波エコー信号は、アナログ信号処理回路7内において、増幅器により増幅され、送受した超音波周波数に適して切り替えられたBPFを通り、対数圧縮及び検波され、表示レンジに応じたL P Fを通り、A/D変換器8でデジタル信号へと変換される。

【0028】デジタル信号に変換された超音波信号は、超音波音線データ格納メモリ9に記憶される。フリーズが掛かったときに、この超音波音線データ格納メモリ9の書き込みを、ある規定のタイミングにて中止すれば、フリーズ後の画像調整等のポストプロセスが可能となる。なお、超音波音線データ格納メモリ9は制御回路14から供給される読み出し制御信号によって、その超音波音線データの読み出し、及び書き込みが制御されるようになっている。

【0029】読み出された超音波音線データは、空間フィルタ処理回路10に入力され、空間フィルタ処理が行われる。その後、空間フィルタ処理されたデータは、画質調整回路11に入力される。画質調整回路11は、制御回路14から出力される、音線の深さ方向に合わせたSTCデータやゲイン、コントラストの調整データに基づき、画質調整を行い、調整出力を座標変換回路12に出力する。

【0030】超音波信号は、ラジアル走査やコンベックス走査等の場合、超音波振動子からの送波方向とTV走査の方向が一致しないため、座標変換回路12にて直交座標へと変換し、TV信号変換回路13で、TV走査に合わせて超音波画像データを画像重畠回路16へ出力する。

【0031】一方、CPUを含む制御回路14は、装置全体の制御を行っており、上記の如く超音波音線データ格納メモリ9への超音波データの書き込み及び読み出し制御や画質調整回路11に対する画質調整制御、さらに後述するグラフィック回路15及び画質重畠回路16への表示制御や本実施の形態の特徴となる空間処理フィルタ処理10に対する空間フィルタ処理制御等を行うものである。なお、制御回路14は、内部に搭載された各回路群(図3参照)を制御して、上述した各制御を実行す

ることが可能である。

【0032】例えば、空間処理フィルタ制御が実行される場合、制御回路14は、図3に示すように操作卓4の入力や選択に応じ、また電源投入時に、前記メモリ24に格納されている複数種類のフィルタ係数群から、1セットの空間フィルタ係数、例えば図5(a)～(e)を読み出し、各空間フィルタ係数A0～A8に対応したメモリ28a～28iに書き込む。一つのメモリ28には、一つの係数(例えばA0)の深さに対応したデータが格納されるようにする。深さごとのデータは、図5(a)～(e)のデータと一対一に対応しても良いし、各データ間を補間し、より滑らかに空間フィルタ処理が行われるようにしても良い。超音波音線データ読み出し開始信号発生回路26は、超音波の音線データの読み出し開始信号を発生する。その信号に応じて、メモリ書き込み&読み出し制御信号発生回路27は、メモリ9から超音波音線データを読み出す。読み出された音線データは、空間フィルタ処理回路10に入力され、空間フィルタ処理される。空間フィルタ処理回路10に入力される超音波データの入力タイミングに一致するように、メモリ書き込み&読み出し制御信号発生回路27は、空間フィルタ係数メモリ28a～28iから係数データをそれぞれ読み出し、空間フィルタ処理回路10へ出力する。

【0033】グラフィック回路15は、制御回路14に基づき患者IDや患者名、日付、病院名等の文字や、計測時の線や円、任意曲線等の図形のグラフィック信号の生成及び表示制御を行う回路である。

【0034】画像重畠回路16は、TV信号変換回路13からの超音波画像データと、グラフィック回路13からのグラフィックデータとを重畠し、デジタルRGBデータとして出力する。このデジタルRGBデータはデジタルであるため、RデータについてはD/A変換器17aに、GデータについてはD/A変換器17bに、BデータについてはD/A変換器17cに供給してこれら各D/A変換器17a～cにてアナログ信号へと変換され、図示はしないがTV同期信号と共に、公知のNTSC/PALエンコーダ等で構成されている変調回路18に供給される。そして、該変調回路18によってそれぞれ供給されたRGB信号は複合映像信号やY/C信号、RGB信号等のTV信号へと変調されて、図示しないモニタやプリンタ、VTR等の映像機器へと出力されることがある。

【0035】次に、本実施の形態と特徴となる空間フィルタ処理について、図2を参照しながら詳細に説明する。本実施の形態において、空間処理フィルタ処理回路10には、縦横3×3の各要素に数値を割り当てる空間フィルタが用いられており、該空間フィルタの具体的な構成例としては、例えば図2に示すような構成となっている。

【0036】図2に示す空間フィルタ処理回路において、

全音線データが格納されているメモリ9から、制御回路14の制御信号に基づき超音波音線データを読み出し、FIFOメモリに書き込んでいく。

【0037】このとき、図4にFIFOメモリのデータ格納状態を示したイメージ図を示すが、制御回路14は、FIFOメモリ19cに1音線目のデータ、FIFOメモリ19bに2音線目のデータ、FIFOメモリ19aに3音線目のデータを格納するように制御する。

【0038】具体的には、メモリ9から読み出されたデータは、まずFIFOメモリ19aに書き込まれる。FIFOメモリ19aは制御回路14の制御信号に基づき順次データが読み出されてフリップフロップ20aに与える。その後、フリップフロップ20aの出力は、後述する積算器21aと後段のフリップフロップ20dとに供給されるとともに、他のFIFOメモリ19bへ格納される。

【0039】FIFOメモリ19bはFIFOメモリ19aの読み出しタイミングと全く同じタイミングで格納したデータが読み出され、読み出されたデータは、フリップフロップ20bを通り、FIFOメモリ19cへと格納される。

【0040】これにより、FIFOメモリ19cには、一番最初の音線データが格納され、FIFOメモリ19bには、FIFOメモリ19cの次の音線データが、更にFIFOメモリ19aには、FIFOメモリ19bの次の音線データが格納されることになる。このように3つの各FIFOメモリ19a～19cへは、音線データをずらして格納していくように制御される。

【0041】各FIFOメモリ19a～19cから読み出された音線データは、それぞれ対応するフリップフロップ20a～20iを通過することでタイミングが合わせられ、各積算器21a～21iの一方の入力端にそれぞれ入力される。この場合、各積算器21a～21iの一方の入力端に入力される超音波データは、前記式(1)で示したP0～P8である。一方、各積算器21a～21iの他方の入力端には前述した制御回路14からの空間フィルタ処理係数A0～A8が入力される。この場合、制御回路14は空間フィルタ処理係数A0～A8を、各積算器21a～21iに入力される超音波データP0～P8と同じタイミングになるように出力する。

【0042】各積算器21a～21iは、超音波データP0～P8と空間フィルタ処理係数A0～A8とを積算して各積算結果を、それぞれ対応するフリップフロップ22a～22cに出力して通過した後、加算器23に与える。加算器23は、供給された各積算結果を加算演算処理する。すなわち、加算器23からの出力は、前記式(1)の空間フィルタ処理後の値PNである。

【0043】その後、加算器23の出力は、上述したように画質調整回路11等の後段処理部(図1参照)へと入力し、フィルタ処理がなされた音線データの画質調

整、座標変換等を行い、超音波を画像化することになる。

【0044】本実施の形態では、前記空間フィルタ処理時の係数を、音線データの振動子面近傍から、遠点方向にかけて変化させることが特徴である。このような特徴となる空間フィルタ処理をさらに図5及び図6を参照しながら詳細に説明する。図5及び図6は音線データの距離ごとに変化する空間フィルタ処理係数(a)～(e)をそれぞれ示しているが、図5は近点から遠点にかけてフィルタ処理係数の合計値を一定とし、強度を一定に保つ係数であり、図6は遠点ほどフィルタの合計値を上げ、利得を得ることができる係数としている。

【0045】本実施の形態の超音波診断装置において、制御回路14は、音線データの開始信号を検知し、図5や図6に示すようなフィルタ処理係数(a)を空間フィルタ処理回路10へ出力する。近点は送波する超音波ビームが細く、また、感度も良いため、フィルタ処理係数(a)のような周辺データに影響されないような係数としている。

【0046】また、空間フィルタ処理回路10による空間処理が音線データの遠点方向データに対し実行されることに伴い、制御回路14は、空間フィルタ処理回路10に与えるフィルタ係数を、図中に示すようにフィルタ係数(b)からフィルタ係数(e)へ(フィルタ係数(a)からフィルタ係数(e)へ)と変化させる。つまり、超音波ビームは、遠点ほどビームが太くなり、感度も低下するため、フィルタ係数(b)からフィルタ係数(e)へと周辺データに依存するような係数として、ノイズ低減効果を大きくし、その結果S/Nを向上させることができる。

【0047】また、超音波診断装置は、生体内減衰のために、STC処理を行い深部の利得を上昇させている。したがって、制御回路14は、図6に示すように深部ほど利得が得られるフィルタ係数を空間フィルタ処理回路10に供給することで、STC処理も含めた空間フィルタ処理を行うことができる。また、図6に示すようにフィルタ係数(a)からフィルタ係数(e)の全てに一様なオフセット値を加えることで、ゲイン調整も行うことが可能である。

【0048】また、本実施の形態では、超音波は選択した探触子や周波数により分解能等が異なるため、高い分解能が得られる高い超音波周波数を選択した場合は、平均化効果が低く分解能を重視したフィルタ係数を採用し、一方低い周波数を選択した場合は、平均化効果が高いフィルタ係数を採用するようにしている。また、選択した周波数により深達度も異なるため、フィルタ係数を変化させる距離も変化させている。

【0049】また、本実施の形態では、従来で述べた図8(c)の輪郭を強調させるようなフィルタ係数や、図5や図6に示すようなフィルタ係数、また、それぞれの

切り替わる距離を変えたバージョン等の複数種類の空間フィルタ係数が制御回路14内のメモリ24に予め記憶しておき、制御回路14は、操作者による操作卓4の操作に基づき、必要な空間フィルタ係数を該メモリから読み出し制御することにより、最適な空間フィルタ係数を選択、切り替えを行うことが可能である。

【0050】また、本実施の形態の超音波診断装置では、電源OFF時もユーザーが選択した設定を記憶しておき、再度電源がONになったとき、また選択した探触子2が接続されたときに、自動設定されるように制御回路14によって制御することにより、ユーザーにとって使い勝手の良い超音波診断装置を構成することが可能となる。

【0051】(効果) したがって、本実施の形態によれば、座標変換前の音線データに対し、空間フィルタ処理を行うとともに、音線データの距離に応じてフィルタ処理係数を変化させることで、画質を向上させた画像を得ることができる。

【0052】また、遠点部のS/Nが向上することで、深部の深達度も向上し、診断効率を向上させることができるとなる。

【0053】さらに、操作者の好みに応じ、また、病変部や関心領域、選択した探触子に応じて、最適な設定を選択することができるため、より画質が向上した超音波画像を得ることができ、結果として診断効率の向上に大きく寄与する。

【0054】なお、本実施の形態において、1種類の空間フィルタ処理を例に説明したが、これに限定されるものではなく、例えば複数の空間フィルタ処理を組み合わせる構成としても良い。また、本実施の形態では、縦横3×3の各要素に数値を割り当てる空間フィルタを用いた空間フィルタ処理について説明したが、これに限定されるものではなく、例えば縦横5×5や7×7等の各要素に数値を割り当てるフィルタサイズが異なったものを用いて空間フィルタ処理を行うように構成しても良い。

【0055】また、本実施の形態において、音線データに空間フィルタ処理を行う構成となつていれば同様の効果が得られることから、図1に示す超音波診断装置や図2に示す空間フィルタ処理回路の構成に限定されるものではなく、例えば、積算器や加算器をメモリで構成し、超音波データやフィルタ処理係数をメモリのアドレスデータとして入力し、メモリにアドレスに対応する積算や加算結果データを予め格納し、演算結果を得ても良く、また、大規模なFPGAとして構成しても良い。また、本実施の形態では、画質調整回路11の前段で空間フィルタ処理回路10による空間フィルタ処理を行っているが、該画質調整回路11の後段に前記空間フィルタ処理回路10を配置して空間フィルタ処理を行うように構成しても良い。

【0056】[付記項]

(付記項1) 超音波内視鏡や超音波探触子から生体に対して超音波を送受波し、得られた受信信号を処理して超音波画像を表示する超音波診断装置において、送受波により得られたアナログ音線データをデジタルデータへと変換するA/D変換手段と、得られたデジタル音線データをTV走査へと座標変換する座標変換手段と、座標変換前の音線データに空間フィルタ処理を行う空間フィルタ処理手段と、を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【0057】(付記項2) 超音波内視鏡や超音波探触子から生体に対して超音波を送受波し、得られた受信信号を処理して超音波画像を表示する超音波診断装置において、送受波により得られたアナログ音線データをデジタルデータへと変換するA/D変換手段と、得られたデジタル音線データをTV走査へと座標変換する座標変換手段と、座標変換前のデジタル音線データに空間フィルタ処理を行う空間フィルタ処理手段と、表示モードや超音波周波数等の使用状態や音線データの距離に応じて、前記空間フィルタ処理手段における空間フィルタ係数を変更することが可能な空間フィルタ係数発生手段と、を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【0058】(付記項3) 操作者が空間フィルタ処理のする/しないを指示選択することが可能な空間フィルタ処理有効指示選択手段を具備したことを特徴とする付記項2に記載の超音波診断装置。

【0059】(付記項4) 複数の空間フィルタ処理を操作者が指示選択することが可能な空間フィルタ処理指示選択手段と、複数の空間フィルタ処理に用いる空間フィルタ処理係数をメモリに記憶している空間フィルタ処理係数記憶手段とを具備したことを特徴とする付記項2に記載の超音波診断装置。

【0060】(付記項5) 音線データの距離に応じて空間フィルタ処理係数を変化させると、音線方向の利得も含ませて変化させることができ空間フィルタ係数利得調整手段を具備したことを特徴とする付記項2に記載の超音波診断装置。

【0061】

【発明の効果】以上、説明したように本発明によれば、従来技術では、超音波音線データの近点から遠点まで一様に空間フィルタ処理が行われるため、ノイズを低減するフィルタ係数を採用した場合、近点の分解能が低下したり、遠点のノイズ低減効果が低くなったりと、空間フィルタ処理を最大限有効に活用していなかったが、本発明では、表示モードや操作者が選択した超音波周波数、音線の距離ごとに空間フィルタ係数を設定することができるため、空間フィルタ処理を最大限有効に活用でき、近点から遠点まで最適な画像処理を行うことができるのと、その結果画質を向上することができる。また、操作者の好みに応じて、病变部や関心領域に応じて空間フィルタ処理を切り替え、選択することが可能であるた

め、使い勝手が良く、診断の効率を向上させることが可能となる。さらに、距離ごとに空間フィルタ係数を設定することで、画質調整機能の一部も含めることができるので、製造コストを低減して、超音波診断装置の低コスト化に大きく寄与する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の超音波診断装置の一実施の形態を示し、該装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】図1の装置に搭載された空間フィルタ処理回路の具体的な構成例を示すブロック回路図。

【図3】図1の装置に搭載された制御回路の具体的な構成例を示すブロック図。

【図4】図2の空間フィルタ処理回路内のFIFOメモリに格納されている音線データを示すイメージ図。

【図5】図1の装置の作用を説明するためのもので、音線データの距離ごとに変化する空間フィルタ処理係数を示した説明図。

【図6】図1の装置の作用を説明するためのもので、音線データの距離ごとに変化する空間フィルタ処理係数を示した説明図。

【図7】従来の空間フィルタ処理を説明するためのもので、該空間フィルタ処理に用いられる空間フィルタの一例を示す図。

【図8】図7の空間フィルタにおける空間フィルタ処理係数の一例を示す図。

【符号の説明】

1…超音波診断装置、

2…超音波探触子、

3…駆動部、

3a, 1a…接続コネクタ、

4…操作卓、

5…フットスイッチ、

6…送信回路、

7…アナログ信号処理回路、

8…A/D変換器、

9…超音波音線データ格納メモリ、

10…空間フィルタ処理回路、

11…画質調整回路、

12…座標変換回路、

13…TV信号変換回路、

14…制御回路、

15…グラフィック回路、

16…画像重畠回路、

17…D/A変換器、

18…変調回路、

19a~19c…FIFOメモリ、

20a~20i, 22a~22c…フリップフロップ(FF)、

21a~21i…積算器、

23…加算器、

24…メモリ、

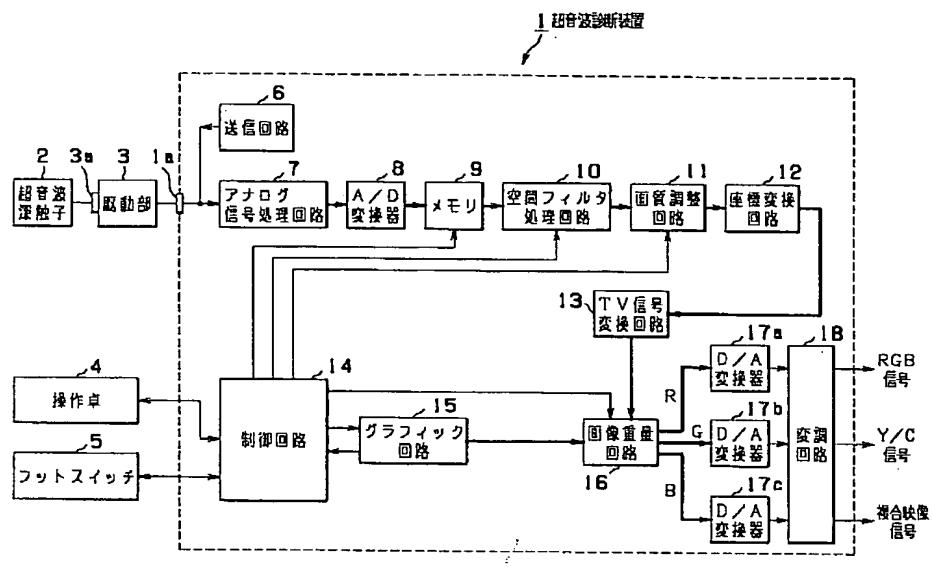
25…CPU、

26…超音波音線データ読み出し開始信号発生回路、

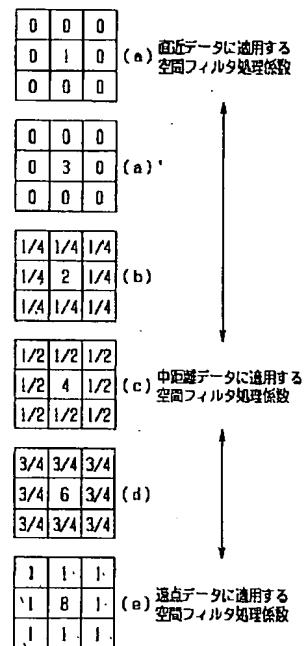
27…フィルタ係数用メモリ書き込み&読み出し制御信号発生回路、

28a～28i…空間フィルタ処理係数用メモリ。

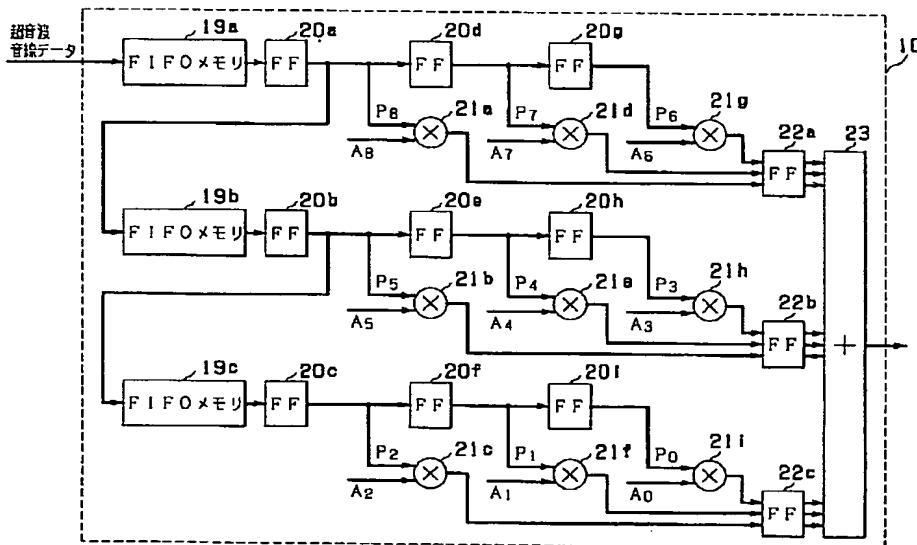
【図1】



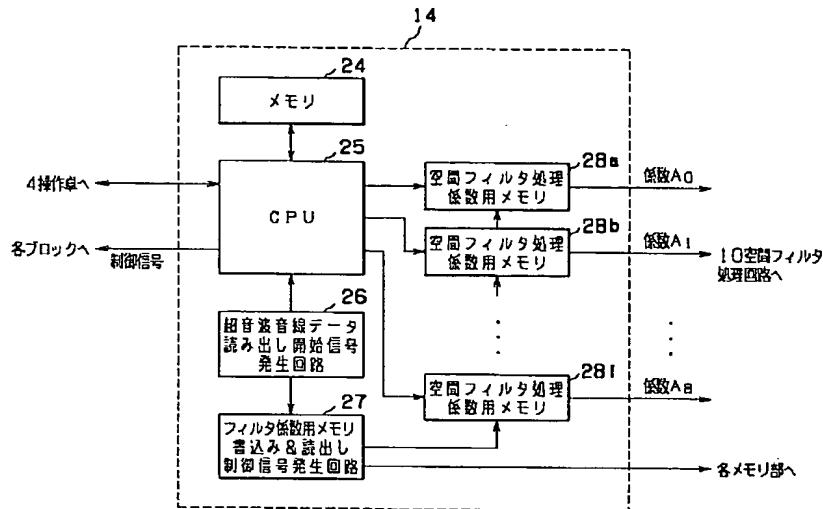
【図6】



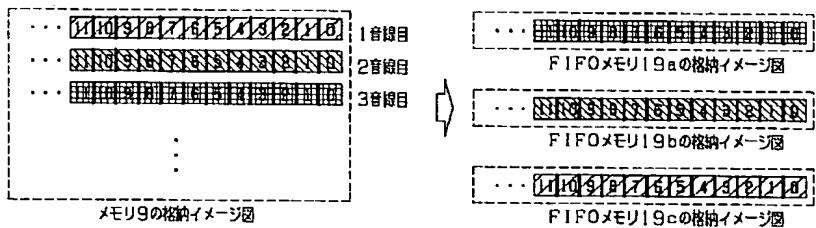
【図2】



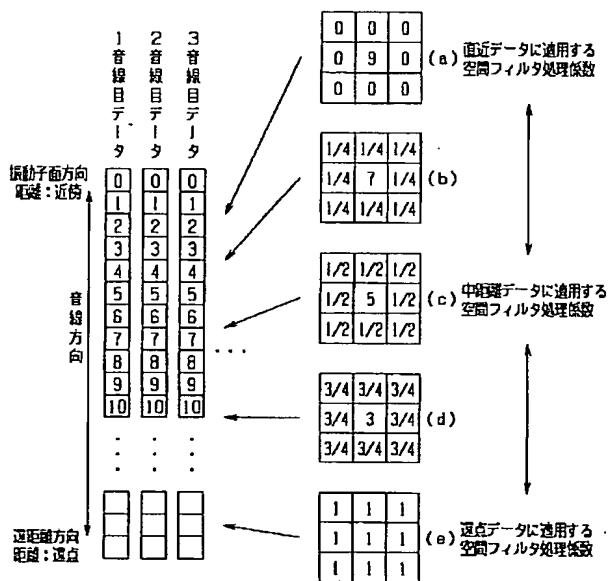
【図3】



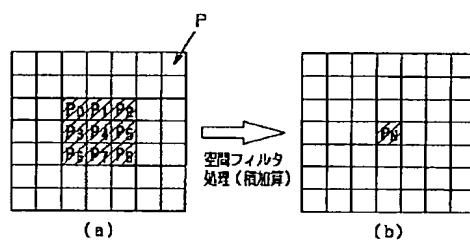
【図4】



【図5】



【図7】



【図8】

